

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

1/9/1

DIALOG(R)File 347:JAPIO

(c) 2002 JPO & JAPIO. All rts. reserv.

05301511 **Image available**

BIRD CAGE COIL FOR MAGNETIC RESONANCE IMAGING (MRI)

PUB. NO.: 08-257011 [JP 8257011 A]

PUBLISHED: October 08, 1996 (19961008)

INVENTOR(s): OGINO TETSUO

APPLICANT(s): GE YOKOGAWA MEDICAL SYST LTD [485515] (A Japanese Company
or Corporation), JP (Japan)

APPL. NO.: 07-069797 [JP 9569797]

FILED: March 28, 1995 (19950328)

INTL CLASS: [6] A61B-005/055; G01R-033/34

JAPIO CLASS: 28.2 (SANITATION -- Medical); 46.1 (INSTRUMENTATION --
Measurement)

ABSTRACT

PURPOSE: To prevent pick-up of noise as well as prevent generation of unnecessary vibration magnetic field.

CONSTITUTION: This bird cage coil for MRI is formed in such a manner that multiple elements E,... are extensively arranged between a first ring R1 and a second ring R2, and the uppermost part K among plural connecting points of the first ring R1 with each element E,... is made open and respective capacitors C are interposed in the other parts, furthermore, the capacitors C are interposed between the plural connecting points of the second ring R2 with each element E,.... Thereby, high efficiency is obtained even when the bird cage coil is used in a vertical magnetic field MRI device.

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平8-257011

(43) 公開日 平成8年(1996)10月8日

(51) Int.Cl. ⁶	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 5/055			A 6 1 B 5/05	3 5 0
G 0 1 R 33/34			G 0 1 N 24/04	5 2 0 A

審査請求 未請求 請求項の数7 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願平7-69797

(22) 出願日 平成7年(1995)3月28日

(71) 出願人 000121936

ジーイー横河メディカルシステム株式会社
東京都日野市旭が丘4丁目7番地の127

(72) 発明者 荻野 徹男

東京都日野市旭が丘4丁目7番地の127
ジーイー横河メディカルシステム株式会社
内

(74) 代理人 弁理士 有近 紳志郎

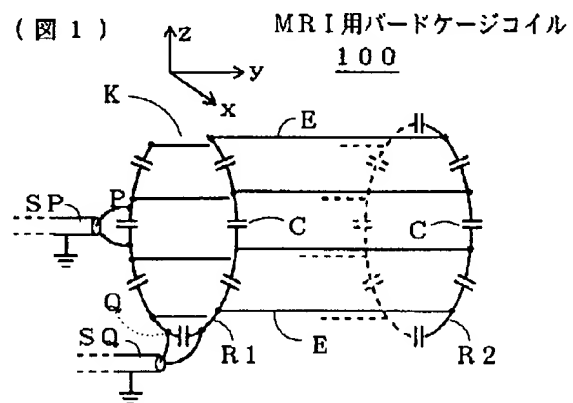
(54) 【発明の名称】 M R I 用バードケージコイル

(57) 【要約】

【目的】 不必要な振動磁場の発生を防止すると共に、ノイズ成分の拾い込みを防止する。

【構成】 第1リングR1と第2リングR2の間に多数のエLEMENT E, …を張設し、第1リングR1と各ELEMENT E, …の複数の接続点間の最上部の箇所Kを開放し、他の箇所にそれぞれコンデンサC, …を介設し、さらに、第2リングR2と各ELEMENT E, …の複数の接続点間にそれぞれコンデンサC, …を介設する。

【効果】 垂直磁場型M R I 装置で使用しても高い効率が得られる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 第1リングと、第2リングと、それらリング間に張設された複数のエレメントとを有するMRI用バードケージコイルにおいて、

前記第1リングと前記エレメントの複数の接続点間および前記第2リングと前記エレメントの複数の接続点間の少なくとも1ヵ所を切り離すと共に、他の接続点間にそれぞれコンデンサを接続したことを特徴とするMRI用バードケージコイル。

【請求項2】 第1リングと、第2リングと、それらリング間に張設された複数のエレメントとを有するMRI用バードケージコイルにおいて、

前記第1リングと前記エレメントの複数の接続点間および前記第2リングと前記エレメントの複数の接続点間の少なくとも1ヵ所を短絡すると共に、他の接続点間にそれぞれコンデンサを接続したことを特徴とするMRI用バードケージコイル。

【請求項3】 第1リングと、第2リングと、それらリング間に張設された複数のエレメントとを有するMRI用バードケージコイルにおいて、

前記第1リングと前記エレメントの複数の接続点間および前記第2リングと前記エレメントの複数の接続点間の少なくとも1ヵ所にMRI用RFパルスまたはNMR信号に対して高インピーダンスとなる高インピーダンス回路を接続すると共に、他の接続点間にそれぞれコンデンサを接続したことを特徴とするMRI用バードケージコイル。

【請求項4】 第1リングと、第2リングと、それらリング間に張設された複数のエレメントとを有するMRI用バードケージコイルにおいて、

前記第1リングと前記エレメントの複数の接続点間および前記第2リングと前記エレメントの複数の接続点間の少なくとも1ヵ所にMRI用RFパルスまたはNMR信号に対して低インピーダンスとなる低インピーダンス回路を接続すると共に、他の接続点間にそれぞれコンデンサを接続したことを特徴とするMRI用バードケージコイル。

【請求項5】 請求項1に記載のMRI用バードケージコイルにおいて、前記切り離した箇所を人の鼻が通過しうるようにしたことを特徴とするMRI用バードケージコイル。

【請求項6】 請求項1または請求項3または請求項5のいずれかに記載のMRI用バードケージコイルにおいて、前記エレメントにソレノイドコイルを付設したことを特徴とするMRI用バードケージコイル。

【請求項7】 第1リングと、第2リングと、それらリング間に張設された複数のエレメントとを有するMRI用バードケージコイルにおいて、
前記第1リングと前記エレメントの複数の接続点間の少なくとも1ヵ所に介設された第1コンデンサおよび第1

コンデンサとの並列共振周波数がNMR信号またはMRI用RFパルスの周波数に略合うようにインダクタンスを定めた第1インダクタの並列回路と、前記第1リングと前記エレメントの他の接続点間の少なくとも1ヵ所に介設された第2コンデンサおよび第3コンデンサのコンデンサ直列回路と、前記第2コンデンサと並列接続され且つ第2コンデンサとの並列共振周波数がMRI用RFパルスまたはNMR信号の周波数に略合うようにインダクタンスを定めた第2インダクタおよび第1ダイオードの直列回路と、前記第1リングと前記エレメントのさらに他の接続点間にそれぞれ介設され且つ前記コンデンサ直列回路と略同じ容量をもつ複数の第4コンデンサと、それら第4コンデンサと並列接続され第4コンデンサとの並列共振容量がMRI用RFパルスまたはNMR信号の周波数に略合うようにインダクタンスを定めた第3インダクタおよび前記第1ダイオードと同じ向きの第2ダイオードの直列回路と、前記第3コンデンサの両端から外部へ導出され且つ前記第1ダイオードおよび第2ダイオードをオン/オフする順方向電圧/逆方向電圧を供給すると共にNMR信号を取り出すか又はMRI用RFパルスを給電するための信号伝送ケーブルとを具備したことを特徴とするMRI用バードケージコイル。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 この発明は、MRI (Magnetic Resonance Imaging) 用バードケージコイルに関する。さらに詳しくは、垂直磁場型MRI装置で使用しても高い効率を得ることが出来るMRI用バードケージコイルに関する。

【0002】

【従来の技術】 図12は、従来のハイバス型のMRI用バードケージコイルの一例を示す構成図である。このようなMRI用バードケージコイルは、例えば特開昭60-132547号公報や実願平3-16321号や実開平6-17703号公報に開示されている。このMRI用バードケージコイル700は、第1リングR71と第2リングR2の間に多数のエレメントE、…を張設し、前記第1リングR71と各エレメントE、E、…の複数の接続点間および前記第2リングR2と各エレメントE、E、…の複数の接続点間にそれぞれコンデンサC、…を介設した構造である。そして、直交位相受信 (Quadrature Detection) の場合、前記第1リングR71の中心から見た幾何学的位置が $\pi/2$ だけ異なる導出点P、Qから同軸ケーブルSP、SQを外部へ導出する。具体的には、前記導出点P、Qに位置するコンデンサC、Cの両端に、同軸ケーブルSP、SQの外部導体および心線をそれぞれ接続する。なお、前記第1リングR71側から同軸ケーブルSP、SQを導出する代りに、同様にして前記第2リングR2側から同軸ケーブルSP、SQを導出してもよい。

【0003】エレメントE, …の方向をy軸方向とし、それに直交する2軸の方向をx軸、z軸とし、y軸、x軸を水平面内として、z軸を鉛直方向とする様な座標系を考える。エレメントE, …は、z軸方向の磁場（図13の B_z ）およびx軸方向の磁場（図13の B_x ）に有効であり、y軸方向の磁場に無効である。

【0004】図13に示すように、MRI用バードケージコイル700は、水平磁場型MRI装置においてy軸方向の静磁場 B_0 中で使用される。このとき、MRI用バードケージコイル700は、静磁場 B_0 の方向に垂直なzx面内の回転磁場 B_1 を発生または受信するのに用いられる。この回転磁場 B_1 は、磁気モーメント μ の歳差運動に対応している。図14の(a)は、z軸方向の磁場成分 B_z に対する第1リングR71の電流分布を示している。電流は、第1リングR71の最上部および最下部で最大値 I_{max} となり、最左部および最右部で“0”となる。図14の(b)は、x軸方向の磁場成分 B_x に対する第1リングR71の電流分布を示している。電流は、第1リングR71の最左部および最右部で最大値 I_{max} となり、最上部および最下部で“0”となる。

【0005】一方、図15に示すように、MRI用バードケージコイル700は、垂直磁場型MRI装置においてz軸方向の静磁場 B_0 中で使用されることもある。このとき、MRI用バードケージコイル700は、y軸方向の磁場 B_y に対しては有効でないため、x軸方向の磁場 B_x を発生させたり、静磁場 B_0 の方向に垂直なyx面内の回転磁場 B_1 のx軸方向成分 B_x を受信するのに用いられる。回転磁場 B_1 は、磁気モーメント μ の歳差運動に対応している。図16は、x軸方向の磁場成分 B_x に対する第1リングR71の電流分布を示している。電流は、第1リングR71の最左部および最右部で最大値 I_{max} となり、最上部および最下部で“0”となる。

【0006】図17は、従来のMRI用RFコイルの一例を示す模式的な外観図である。このMRI用RFコイル800は、第1リングR81と第2リングR82の間に多数のエレメントE, …を張設し、前記第1リングR81と前記エレメントE, …の複数の接続点間および前記第2リングR82と前記エレメントE, …の複数の接続点間にそれぞれコンデンサC, …を介設し、バードケージコイルを構成し、前記エレメントE, …の中央部分にソレノイドコイル3を付設した構造である。エレメントE, …の方向をy軸方向とし、それに直交する2軸の方向をx軸、z軸として、y軸、x軸を水平面内とし、z軸を鉛直方向とする様な座標系を考える。エレメントE, …は、z軸方向の磁場およびx軸方向の磁場に有効であり、y軸方向の磁場 B_y に無効である。他方、ソレノイドコイル3は、z軸方向の磁場およびx軸方向の磁場に無効であるが、y軸方向の磁場 B_y に有効である。従って、バードケージコイルとソレノイドコイル3との

組合せにより、z軸方向、x軸方向およびy軸方向の磁場に有効となる。このMRI用RFコイル800は、図15に示すように、垂直磁場型MRI装置においてz軸方向の静磁場 B_0 中で使用される。このとき、MRI用RFコイル800は、静磁場 B_0 の方向に垂直なxy面内の回転磁場 B_1 を発生または受信するのに用いられる。この回転磁場 B_1 は、磁気モーメント μ の歳差運動に対応している。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】図15に示すように、z軸方向の静磁場 B_0 中で使用する場合、磁気モーメント μ の歳差運動に対応する回転磁場 B_1 はyx面内にあり、z軸方向成分は意味を持たない。換言すれば、z軸方向の静磁場 B_0 中で使用する場合、送信時にz軸方向の磁場を発生させたならば送信パワーの無駄となり、受信時にz軸方向の成分を受信したならばノイズを受信していることになる。しかし、従来のMRI用バードケージコイル700やMRI用RFコイル800では、コイルの直交性すなわちyx面内での振動磁場 B_y 、 B_x を発生（または受信）するモードとz軸方向の振動磁場 B_z を発生（または受信）するモードの間のアイソレーション（Isolation）をコイル内に入る負荷の条件によらず完全にすることは困難であり（その理由はアイソレーションを取るように調整を行っても、異なる負荷が入るとアイソレーションが劣化するため）、送信時にz軸方向の磁場を発生させたり、受信時にz軸方向の成分を受信し、それにより効率が低下してしまう問題点があった。

【0008】また、図18に示すように、従来のMRI用バードケージコイル700を頭部撮影用コイルとする場合、患者の頭部Hを出し入れするために、第1リングR71の直径 D_1 を、鼻から後頭部までの長さよりも大きくしている。しかし、鼻から後頭部までの長さは左右の側頭部間の長さに比べてかなり大きいので、コイルと側頭部間の空隙が大きくなり、それにより効率が低下してしまう問題点があった。

【0009】さらに、図19に示すように、従来のMRI用RFコイル800において、ソレノイドコイル3に電流 I_s が流れた場合、この電流 I_s による磁束を打ち消すように第1リングR81および第2リングR82に誘導電流 I_r が流れ、このために効率が低下してしまう問題点があった。

【0010】そこで、この発明の目的は、上記のような効率の低下を防止できるようにしたMRI用バードケージコイルを提供することにある。

【0011】

【課題を解決するための手段】第1の観点では、この発明は、第1リングと、第2リングと、それらリング間に張設された複数のエレメントとを有するMRI用バードケージコイルにおいて、前記第1リングと前記エレメン

トの複数の接続点間および前記第2リングと前記エレメントの複数の接続点間の少なくとも1ヵ所を切り離すと共に、他の接続点間にそれぞれコンデンサを接続したことを特徴とするMRI用バードケージコイルを提供する。

【0012】第2の観点では、この発明は、第1リングと、第2リングと、それらリング間に張設された複数のエレメントとを有するMRI用バードケージコイルにおいて、前記第1リングと前記エレメントの複数の接続点間および前記第2リングと前記エレメントの複数の接続点間の少なくとも1ヵ所を短絡すると共に、他の接続点間にそれぞれコンデンサを接続したことを特徴とするMRI用バードケージコイルを提供する。

【0013】第3の観点では、この発明は、第1リングと、第2リングと、それらリング間に張設された複数のエレメントとを有するMRI用バードケージコイルにおいて、前記第1リングと前記エレメントの複数の接続点間および前記第2リングと前記エレメントの複数の接続点間の少なくとも1ヵ所にMRI用RFパルスまたはNMR信号に対して高インピーダンスとなる高インピーダンス回路を接続すると共に、他の接続点間にそれぞれコンデンサを接続したことを特徴とするMRI用バードケージコイルを提供する。

【0014】第4の観点では、この発明は、第1リングと、第2リングと、それらリング間に張設された複数のエレメントとを有するMRI用バードケージコイルにおいて、前記第1リングと前記エレメントの複数の接続点間および前記第2リングと前記エレメントの複数の接続点間の少なくとも1ヵ所にMRI用RFパルスまたはNMR信号に対して低インピーダンスとなる低インピーダンス回路を接続すると共に、他の接続点間にそれぞれコンデンサを接続したことを特徴とするMRI用バードケージコイルを提供する。

【0015】上記構成において、「少なくとも1ヵ所」とは、例えば、第1リングとエレメントの複数の接続点間のうちの対称な2ヵ所およびそれらの位置に相当する位置にある第2リングとエレメントの複数の接続点間のうちの2ヵ所の計4ヵ所である。または、それら4ヵ所のうちの3ヵ所あるいは2ヵ所あるいは1ヵ所である。

【0016】第5の観点では、この発明は、上記第1の観点によるMRI用バードケージコイルにおいて、前記切り離した箇所を人の鼻が通過しうるようにしたことを特徴とするMRI用バードケージコイルを提供する。

【0017】第6の観点では、この発明は、上記第1の観点または第3の観点または第5の観点によるMRI用バードケージコイルにおいて、前記エレメントにソレノイドコイルを付設したことを特徴とするMRI用バードケージコイルを提供する。

【0018】第7の観点では、この発明は、第1リングと、第2リングと、それらリング間に張設された複数の

エレメントとを有するMRI用バードケージコイルにおいて、前記第1リングと前記エレメントの複数の接続点間の少なくとも1ヵ所に介設された第1コンデンサおよび第1コンデンサとの並列共振周波数がNMR信号またはMRI用RFパルスの周波数に略合うようにインダクタンスを定めた第1インダクタの並列回路と、前記第1リングと前記エレメントの他の接続点間の少なくとも1ヵ所に介設された第2コンデンサおよび第3コンデンサのコンデンサ直列回路と、前記第2コンデンサと並列接続され且つ第2コンデンサとの並列共振周波数がMRI用RFパルスまたはNMR信号の周波数に略合うようにインダクタンスを定めた第2インダクタおよび第1ダイオードの直列回路と、前記第1リングと前記エレメントのさらに他の接続点間にそれぞれ介設され且つ前記コンデンサ直列回路と略同じ容量をもつ複数の第4コンデンサと、それら第4コンデンサと並列接続され第4コンデンサとの並列共振容量がMRI用RFパルスまたはNMR信号の周波数に略合うようにインダクタンスを定めた第3インダクタおよび前記第1ダイオードと同じ向きの第2ダイオードの直列回路と、前記第3コンデンサの両端から外部へ導出され且つ前記第1ダイオードおよび第2ダイオードをオン/オフする順方向電圧/逆方向電圧を供給すると共にNMR信号を取り出すか又はMRI用RFパルスを給電するための信号伝送ケーブルとを具備したことを特徴とするMRI用バードケージコイルを提供する。

【0019】

【作用】従来のMRI用バードケージコイルでは第1リングとエレメントの複数の接続点間および第2リングとエレメントの複数の接続点間にそれぞれコンデンサを接続していたが、上記第1の観点によるMRI用バードケージコイルでは、前記接続点間の少なくとも1ヵ所を切り離した。これにより、切り離した箇所で電流分布が“0”になるような磁場に対してのみ有効にコイルとして働き、その磁場に直交する磁場に対しては有効にコイルとして働かなくなる。すなわち、コイルの直交性が従来より改善される。そこで、リングの中心から見てz軸方向の線上に前記切り離した箇所を位置させれば、送信時にz軸方向の磁場を発生させたり、受信時にz軸方向の成分を受信したりすることが無くなる。従って、垂直磁場型MRI装置で使用しても高い効率を得られるようになる。

【0020】従来のMRI用バードケージコイルでは第1リングとエレメントの複数の接続点間および第2リングとエレメントの複数の接続点間にそれぞれコンデンサを接続していたが、上記第2の観点によるMRI用バードケージコイルでは、前記接続点間の少なくとも1ヵ所を短絡した。これにより、短絡した箇所で電流分布が“0”になるような磁場に対してのみ有効にコイルとして働き、その磁場に直交する磁場に対しては有効にコイ

ルとして働かなくなる。すなわち、コイルの直交性が従来より改善される。そこで、リングの中心から見て z 軸方向の線上に前記切り離した箇所を位置させれば、送信時に z 軸方向の磁場を発生させたり、受信時に z 軸方向の成分を受信したりすることが無くなる。従って、垂直磁場型MRI装置で使用しても高い効率を得られるようになる。

【0021】従来のMRI用バードケージコイルでは第1リングとエレメントの複数の接続点間および第2リングとエレメントの複数の接続点間にそれぞれコンデンサを接続していたが、上記第3の観点によるMRI用バードケージコイルまたは上記第4の観点によるMRI用バードケージコイルでは、前記接続点間の少なくとも1カ所に、少なくともMRI用RFパルスまたはNMR信号に対して高インピーダンスまたは低インピーダンスとなる高インピーダンス回路または低インピーダンス回路を接続した。これにより、共振回路を接続した箇所では電流分布が“0”になるような磁場に対してのみ有効にコイルとして働き、その磁場に直交する磁場に対しては有効にコイルとして働かなくなる。すなわち、コイルの直交性が従来より改善される。そこで、リングの中心から見て z 軸方向の線上に前記共振回路を接続した箇所を位置させれば、送信時に z 軸方向の磁場を発生させたり、受信時に z 軸方向の成分を受信したりすることが無くなる。従って、垂直磁場型MRI装置で使用しても高い効率を得られるようになる。

【0022】上記第5の観点によるMRI用バードケージコイルでは、上記第1の観点によるMRI用バードケージコイルにおける前記切り離した箇所を、人の鼻が通過しうるようにした。従来のMRI用バードケージコイルでは、切り離した箇所が無い場合、患者の頭部Hを出し入れするために、リングの直径を、鼻から後頭部までの長さよりも大きくする必要があった。しかしながら、上記第5の観点によるMRI用バードケージコイルでは、前記切り離した箇所を人の鼻が通過しうるため、リングの直径を、鼻から後頭部までの長さより少し小さくすることが出来る。そこで、コイルと頭部の間の空隙が小さくなり、それにより効率を向上できるようになる。また、上記第1の観点によるMRI用バードケージコイルと同じ作用により、垂直磁場型MRI装置で使用しても高い効率を得られるようになる。

【0023】上記第6の観点によるMRI用バードケージコイルでは、上記第1の観点または第3の観点または第5の観点によるMRI用バードケージコイルにおけるエレメントにソレノイドコイルを付設した。上記第1の観点または第3の観点または第5の観点によるMRI用バードケージコイルでは、リングの接続点の少なくとも1カ所が高インピーダンスなので、リングに誘導電流が流れにくい。従って、ソレノイドコイルに電流が流れた場合、この電流による磁束を打ち消すようにリングに誘

導電流が流れることが防止される。このため、効率を向上できるようになる。

【0024】上記第7の観点によるMRI用バードケージコイルでは、信号伝送ケーブルを通じて第1ダイオードおよび第2ダイオードをオンする順方向電圧を加えることで、第1リングに沿って、高インピーダンス状態の複数の並列共振回路（すなわち第2コンデンサと第2インダクタからなる並列共振回路と、第4コンデンサと第3インダクタからなる並列共振回路）が形成されコイルとしての機能をオフできる。また、信号伝送ケーブルを通じて第1ダイオードおよび第2ダイオードをオフする逆方向電圧を加えることで、第2、第3インダクタおよび第1、第2ダイオードの直列回路を電氣的に切り離し、バードケージコイルとして動作できる。このとき、第1リングとエレメントとの接続点間の少なくとも1カ所に介設された並列共振回路（すなわち第1コンデンサと第1インダクタの並列共振回路）が高インピーダンス状態となるので、上記第3の観点と同じ作用を奏する。

【0025】

【実施例】以下、図に示す実施例によりこの発明をさらに詳細に説明する。なお、これによりこの発明が限定されるものではない。

【0026】—第1実施例—

図1は、この発明の第1実施例のMRI用バードケージコイルを示す構成図である。このMRI用バードケージコイル100は、第1リングR1と第2リングR2の間に多数のエレメントE、…を張設し、前記第1リングR1と各エレメントE、…の複数の接続点間の最上部の箇所Kを開放し、他の箇所にそれぞれコンデンサC、…を介設し、さらに、前記第2リングR2と各エレメントE、…の複数の接続点間にそれぞれコンデンサC、…を介設した構造である。そして、直交位相受信の場合、前記第1リングR1の中心から見た幾何学的位置が $\pi/2$ だけ異なる導出点P、Qから同軸ケーブルSP、SQを外へ導出する。すなわち、前記導出点P、Qに位置するコンデンサC、Cの両端に、同軸ケーブルSP、SQの外部導体および心線をそれぞれ接続する。なお、前記第1リングR1側から同軸ケーブルSP、SQを導出する代りに、同様に前記第2リングR2側から同軸ケーブルSP、SQを導出してもよい。

【0027】エレメントE、…の方向を y 軸方向とし、それに直交する2軸の方向を x 軸、 z 軸として、 y 軸、 x 軸を水平面内とし、 z 軸を鉛直方向とする様な座標系を考える。エレメントE、…は、 z 軸方向の磁場および x 軸方向の磁場（図2の B_x ）に有効であり、 y 軸方向の磁場（図2の B_y ）に無効である。

【0028】図2に示すように、MRI用バードケージコイル100は、垂直磁場型MRI装置において z 軸方向の静磁場 B_0 中で使用される。このとき、MRI用バードケージコイル100は、 y 軸方向の磁場 B_y に対し

ては有効でないため、 x 軸方向の磁場 B_x を発生させたり、静磁場 B_0 の方向に垂直な y x 面内の回転磁場 B_1 の x 軸方向成分 B_x を受信するのに用いられる。回転磁場 B_1 は、磁気モーメント μ の歳差運動に対応している。図 3 は、 x 軸方向の磁場成分 B_x に対する第 1 リング R_1 の電流分布を示している。電流は、第 1 リング R_1 の最左部および最右部で最大値 I_{\max} となり、最上部および最下部で“0”となる。第 1 リング R_1 の最上部に開放箇所 K があるが、電流が“0”なので、コイルとしての働きに支障は生じない。一方、第 1 リング R_1 の最上部の電流が最大値 I_{\max} になるような電流分布すなわち図 13 の (a) に示すような z 軸方向の磁場成分 B_z に対する電流分布ではコイルとして機能できなくなる。この結果、送信時に z 軸方向の磁場を発生させたり、受信時に z 軸方向の成分を受信したりすることが無くなる。従って、垂直磁場型 MRI 装置で使用しても高い効率を得られるようになる。

【0029】—第 2 実施例—

図 4 は、この発明の第 2 実施例の MRI 用バードケージコイルを示す構成図である。この MRI 用バードケージコイル 200 は、第 1 リング R_1 と第 2 リング R_2 の間に多数のエレメント E 、…を張設し、前記第 1 リング R_1 と各エレメント E 、…の複数の接続点間の最上部の箇所 T を短絡し、他の箇所にそれぞれコンデンサ C 、…を介設し、さらに、前記第 2 リング R_2 と各エレメント E 、…の複数の接続点間にそれぞれコンデンサ C 、…を介設した構造である。そして、直交位相受信の場合、前記第 1 リング R_1 の中心から見た幾何学的位置が $\pi/2$ だけ異なる導出点 P 、 Q から同軸ケーブル SP 、 SQ を外部へ導出する。すなわち、前記導出点 P 、 Q に位置するコンデンサ C 、 C の両端に、同軸ケーブル SP 、 SQ の外部導体および心線をそれぞれ接続する。なお、前記第 1 リング R_1 側から同軸ケーブル SP 、 SQ を導出する代りに、同様に前記第 2 リング R_2 側から同軸ケーブル SP 、 SQ を導出してもよい。

【0030】エレメント E 、…の方向を y 軸方向とし、それに直交する 2 軸の方向を x 軸、 z 軸として、 y 軸、 x 軸を水平面内とし、 z 軸を鉛直方向とする様な座標系を考える。エレメント E 、…は、 z 軸方向の磁場および x 軸方向の磁場 (図 2 の B_x) に有効であり、 y 軸方向の磁場 (図 2 の B_y) に無効である。

【0031】図 2 に示すように、MRI 用バードケージコイル 200 は、垂直磁場型 MRI 装置において z 軸方向の静磁場 B_0 中で使用される。このとき、MRI 用バードケージコイル 200 は、 y 軸方向の磁場 B_y に対しては有効でないため、 x 軸方向の磁場 B_x を発生させたり、静磁場 B_0 の方向に垂直な y x 面内の回転磁場 B_1 の x 軸方向成分 B_x を受信するのに用いられる。回転磁場 B_1 は、磁気モーメント μ の歳差運動に対応している。図 5 は、 x 軸方向の磁場成分 B_x に対する第 1 リン

グ R_1 の電流分布を示している。電流は、第 1 リング R_1 の最左部および最右部で最大値 I_{\max} となり、最上部および最下部で“0”となる。第 1 リング R_1 の最上部に短絡箇所 T があるが、電流が“0”なので、コイルとしての働きに支障は生じない。一方、第 1 リング R_1 の最上部の電流が最大値 I_{\max} になるような電流分布すなわち図 13 の (a) に示すような z 軸方向の磁場成分 B_z に対する電流分布ではコイルとして機能できなくなる。この結果、送信時に z 軸方向の磁場を発生させたり、受信時に z 軸方向の成分を受信したりすることが無くなる。従って、垂直磁場型 MRI 装置で使用しても高い効率を得られるようになる。

【0032】—第 3 実施例—

図 6 は、この発明の第 3 実施例の MRI 用バードケージコイルを示す構成図である。この MRI 用バードケージコイル 100 a は、第 1 リング R_1 a と第 2 リング R_2 の間に多数のエレメント E 、…を張設し、前記第 1 リング R_1 a と各エレメント E 、…の複数の接続点間の最上部の箇所にコンデンサ C_p とインダクタ L_p の並列共振回路を接続し、他の箇所にそれぞれコンデンサ C 、…を介設し、さらに、前記第 2 リング R_2 と各エレメント E 、…の複数の接続点間にそれぞれコンデンサ C 、…を介設した構造である。前記コンデンサ C_p とインダクタ L_p の並列共振回路は、MRI 用 RF パルスまたは NMR 信号の周波数に対して共振し、高インピーダンスとなる。そして、直交位相受信の場合、前記第 1 リング R_1 a の中心から見た幾何学的位置が $\pi/2$ だけ異なる導出点 P 、 Q から同軸ケーブル SP 、 SQ を外部へ導出する。すなわち、前記導出点 P 、 Q に位置するコンデンサ C 、 C の両端に、同軸ケーブル SP 、 SQ の外部導体および心線をそれぞれ接続する。なお、前記第 1 リング R_1 a 側から同軸ケーブル SP 、 SQ を導出する代りに、同様に前記第 2 リング R_2 側から同軸ケーブル SP 、 SQ を導出してもよい。

【0033】エレメント E 、…の方向を y 軸方向とし、それに直交する 2 軸の方向を x 軸、 z 軸として、 y 軸、 x 軸を水平面内とし、 z 軸を鉛直方向とする様な座標系を考える。

【0034】図 2 に示すように、MRI 用バードケージコイル 100 a は、垂直磁場型 MRI 装置において z 軸方向の静磁場 B_0 中で使用される。このとき、MRI 用バードケージコイル 100 a は、 x 軸方向の磁場 B_x を発生させたり、静磁場 B_0 の方向に垂直な y x 面内の回転磁場 B_1 の x 軸方向成分 B_x を受信するのに用いられる。回転磁場 B_1 は、磁気モーメント μ の歳差運動に対応している。

【0035】上記 MRI 用バードケージコイル 100 a は、MRI 用 RF パルスまたは NMR 信号の周波数に対しては第 1 実施例の MRI 用バードケージコイル 100 と等価となるため、第 1 実施例と同様に、送信時に z 軸

方向の磁場を発生させたり、受信時にz軸方向の成分を受信したりすることが無くなる。従って、垂直磁場型MRI装置で使用しても高い効率を得られるようになる。

【0036】—第4実施例—

図7は、この発明の第4実施例のMRI用バードケージコイルを示す構成図である。このMRI用バードケージコイル200aは、第1リングR11aと第2リングR2の間に多数のエLEMENTE、…を張設し、前記第1リングR11aと各ELEMENTE、…の複数の接続点間の最上部の箇所コンデンサCsとインダクタLsの直列共振回路を接続し、他の箇所にそれぞれコンデンサC、…を介設し、さらに、前記第2リングR2と各ELEMENTE、…の複数の接続点間にそれぞれコンデンサC、…を介設した構造である。前記コンデンサCsとインダクタLsの直列共振回路は、MRI用RFパルスまたはNMR信号の周波数に対して共振し、低インピーダンスとなる。そして、直交位相受信の場合、前記第1リングR11aの中心から見た幾何学的位置が $\pi/2$ だけ異なる導出点P、Qから同軸ケーブルSP、SQを外へ導出する。すなわち、前記導出点P、Qに位置するコンデンサC、Cの両端に、同軸ケーブルSP、SQの外部導体および心線をそれぞれ接続する。なお、前記第1リングR11a側から同軸ケーブルSP、SQを導出する代りに、同様にして前記第2リングR2側から同軸ケーブルSP、SQを導出してもよい。

【0037】ELEMENTE、…の方向をy軸方向とし、それに直交する2軸の方向をx軸、z軸として、y軸、x軸を水平面内とし、z軸を鉛直方向とする様な座標系を考える。

【0038】図2に示すように、MRI用バードケージコイル200aは、垂直磁場型MRI装置においてz軸方向の静磁場Bo中で使用される。このとき、MRI用バードケージコイル200aは、x軸方向の磁場Bxを発生させたり、静磁場Boの方向に垂直なxy面内の回転磁場B1のx軸方向成分Bxを受信するのに用いられる。回転磁場B1は、磁気モーメントμの歳差運動に対応している。

【0039】上記MRI用バードケージコイル200aは、MRI用RFパルスまたはNMR信号の周波数に対しては第2実施例のMRI用バードケージコイル200と等価となるため、第2実施例と同様に、送信時にz軸方向の磁場を発生させたり、受信時にz軸方向の成分を受信したりすることが無くなる。従って、垂直磁場型MRI装置で使用しても高い効率を得られるようになる。

【0040】—第5実施例—

図8は、第1実施例のMRI用バードケージコイル100を頭部撮影用コイルとして用いた場合の説明図である。このMRI用バードケージコイルでは、人の鼻が開放箇所Kを通過しうるように、第1リングR1の直径Dを定めている。この直径Dは、従来の頭部撮影用コイル

の直径D1（図18参照）より小さく出来る。そこで、コイルと頭部Hの間の空隙が小さくなり、それにより効率を向上できるようになる。また、第1実施例のMRI用バードケージコイル100と同様に、垂直磁場型MRI装置で使用しても高い効率を得られるようになる。なお、人体との接触を避けるため、第2リングR2側から同軸ケーブルSP、SQを導出するのが好ましい。

【0041】—第6実施例—

図9は、この発明の第6実施例のMRI用RFコイルを示す模式的概観図である。このMRI用RFコイル400は、第1リングR41と第2リングR42の間に多数のエLEMENTE、…を張設し、前記第1リングR41と前記ELEMENTE、…の複数の接続点間の最上部の箇所K1を開放し、他の箇所にそれぞれコンデンサC、…を介設し、さらに、前記第2リングR2と各ELEMENTE、…の複数の接続点間の最上部の箇所K2を開放し、他の箇所にそれぞれコンデンサC、…を介設し、バードケージコイルを構成し、前記ELEMENTE、…の中央部分にソレノイドコイル3を付設した構造である。ELEMENTE、…の方向をy軸方向とし、それに直交する2軸の方向をx軸、z軸として、y軸、x軸を水平面内とし、z軸を鉛直方向とする様な座標系を考える。ELEMENTE、…は、z軸方向の磁場およびx軸方向の磁場に有効であり、y軸方向の磁場Byに無効である。他方、ソレノイドコイル3は、z軸方向の磁場およびx軸方向の磁場に無効であるが、y軸方向の磁場Byに有効である。従って、バードケージコイルとソレノイドコイル3との組合せにより、z軸方向、x軸方向およびy軸方向の磁場に有効となる。

【0042】このMRI用RFコイル400は、図2に示すように、垂直磁場型MRI装置においてz軸方向の静磁場Bo中で使用される。このとき、MRI用RFコイル400は、静磁場Boの方向に垂直なxy面内の回転磁場B1を発生または受信するのに用いられる。この回転磁場B1は、磁気モーメントμの歳差運動に対応している。図10に示すように、リングR41、R42に開放箇所K1、K2があるので、ソレノイドコイル3に電流Isが流れた場合、この電流Isによる磁束を打ち消すようにリングR41、R42に誘導電流が流れるといったことがない。このため、効率を向上できるようになる。

【0043】—第7実施例—

図11は、この発明の第7実施例のMRI用バードケージコイルを示す構成図である。このMRI用バードケージコイル500は、第1リングR31と第2リング（図示省略）の間に多数のエLEMENTE、…を張設し、バードケージ形状とする。そして、前記第1リングR31と前記ELEMENTE、…の複数の接続点間の最上部の箇所に、コンデンサCpとインダクタLpの並列共振回路を接続する。また、前記第1リングR31の中心から見た

幾何学的位置が $\pi/2$ だけ異なる2つの箇所に、コンデンサC1、C2の直列回路を接続する。また、他の箇所にそれぞれコンデンサC、…を介設する。さらに、前記コンデンサC1に、インダクタL1とダイオードD1の直列回路を並列接続する。また、前記コンデンサCに、インダクタLとダイオードD2の直列回路を並列接続する。また、前記コンデンサC2、C2の両端に、同軸ケーブルSP、SQの外部導体および心線をそれぞれ接続する。

【0044】前記コンデンサCpとインダクタLpの並列共振回路および前記コンデンサC1とインダクタL1の並列共振回路および前記コンデンサCとインダクタLの並列共振回路は、MRI用RFパルスまたはNMR信号の周波数に対して共振し、高インピーダンスとなる。なお、前記コンデンサC1、C2の合成容量は、コンデンサCの容量に等しい($1/C1 + 1/C2 = 1/C$ である)。

【0045】第2リングについては、各エレメントE、…の複数の接続点間にそれぞれコンデンサC、…を介設する。

【0046】さて、別の送信コイルからのMRI用RFパルスの送信時には、同軸ケーブルSP、SQに正の直流電圧を重畳する(この場合、本来の伝送信号はないので、単に直流電圧を供給すればよい)。すると、ダイオードD1およびダイオードD2がオンして、コンデンサC1とインダクタL1の並列共振回路およびコンデンサCとインダクタLの並列共振回路が形成される。この結果、第1リングR31と前記エレメントE、…の複数の接続点間の全てのMRI用RFパルスに対して高インピーダンス状態となり、コイルとしての機能がオフされ、別の送信コイルとデカップリングすることが出来る。NMR信号の受信時には、同軸ケーブルSP、SQに負の直流電圧を重畳する。すると、ダイオードD1およびダイオードD2がオフするので、コンデンサC1とインダクタL1の並列共振回路およびコンデンサCとインダクタLの並列共振回路が形成されなくなる。そこで、第3実施例のMRI用バードケージコイル100aと等価になる。この結果、z軸方向の成分を受信することが無くなり、垂直磁場型MRI装置で使用しても高い効率を得られるようになる。

【0047】なお、上記のようなデカップリング回路は、特願平7-1825号に開示されている。

【0048】

【発明の効果】この発明のMRI用バードケージコイルによれば、比較的簡単な構成で、不必要な振動磁場の発生を防止できると共にノイズ成分の拾い込みを防止でき、コイルの効率を向上できる。特に、垂直磁場型MRI装置で使用するMRI用バードケージコイルとして有用である。

【図面の簡単な説明】

【図1】この発明の第1実施例のMRI用バードケージコイルを示す構成図である。

【図2】鉛直方向の静磁場と回転磁場および振動磁場の関係を示す説明図である。

【図3】図1のMRI用バードケージコイルの第1リングの電流分布を示す説明図である。

【図4】この発明の第2実施例のMRI用バードケージコイルを示す構成図である。

【図5】図4のMRI用バードケージコイルの第1リングの電流分布を示す説明図である。

【図6】この発明の第3実施例のMRI用バードケージコイルを示す構成図である。

【図7】この発明の第4実施例のMRI用バードケージコイルを示す構成図である。

【図8】この発明の第5実施例のMRI用バードケージコイルを示す構成図である。

【図9】この発明の第6実施例のMRI用RFコイルを示す模式的な外観図である。

【図10】図9のMRI用RFコイルの動作を示す説明図である。

【図11】この発明の第7実施例のMRI用RFコイルを示す模式的な外観図である。

【図12】従来のMRI用バードケージコイルの一例を示す構成図である。

【図13】水平方向の静磁場と回転磁場および振動磁場の関係を示す説明図である。

【図14】水平方向の静磁場での図12のMRI用バードケージコイルの第1リングの電流分布を示す説明図である。

【図15】垂直方向の静磁場と回転磁場および振動磁場の関係を示す説明図である。

【図16】垂直方向の静磁場での図12のMRI用バードケージコイルの第1リングの電流分布を示す説明図である。

【図17】従来のMRI用RFコイルの一例を示す構成図である。

【図18】図12のMRI用バードケージコイルを頭部撮影用コイルとして用いた場合の説明図である。

【図19】図17のMRI用RFコイルの問題点を示す説明図である。

【符号の説明】

100, 200, 100a, 200a, 500 … MRI用バードケージコイル、
400 … MRI用RFコイル、
3 … ソレノイドコイル、
R1, R11, R1a, R11a, R31, R41 … 第1リング、
R2, R42 … 第2リング、
E … エレメント、
C, C1, C2, Cp, Cs … コンデンサ、

L, L1, Lp, Ls ... インダクタ、
D1, D2 ... ダイオード、

SP, SQ

... 同軸ケーブル。

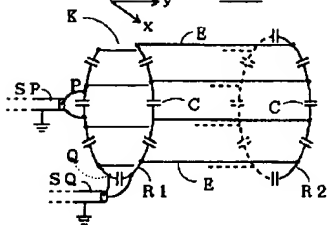
【図1】

【図2】

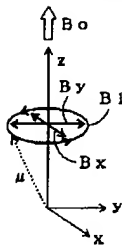
【図3】

【図4】

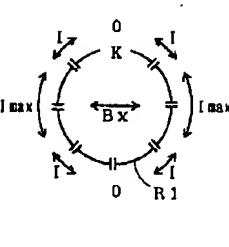
(図1) MRI用バードケージコイル 100



(図2)

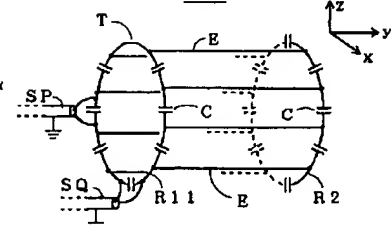


(図3)



(図4)

MRI用バードケージコイル 200



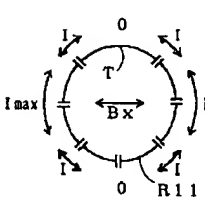
【図5】

【図6】

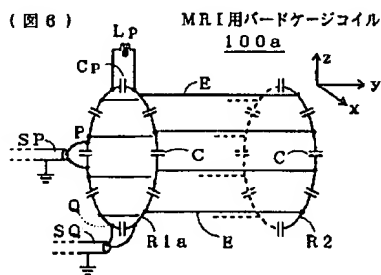
【図7】

【図15】

(図5)

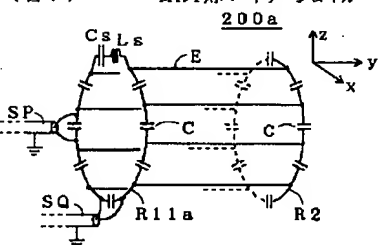


(図6)

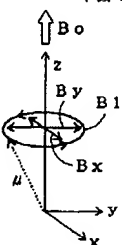


(図7)

MRI用バードケージコイル 200a



(図15)



【図8】

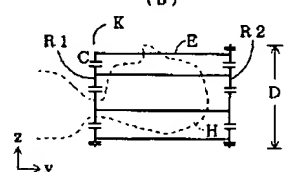
【図9】

【図10】

(a)

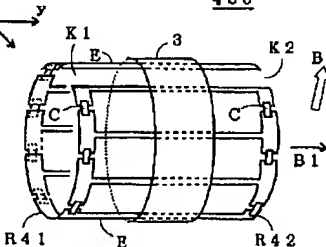
(図8)

(b)

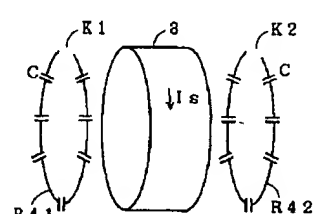


【図11】

(図9) MRI用RFコイル 400

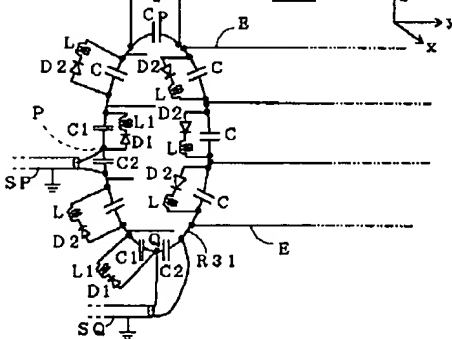


(図10)



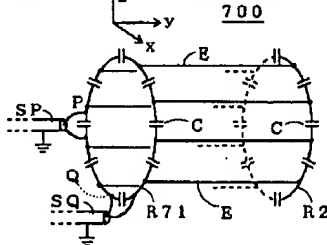
【図13】

(図11) MRI用バードケージコイル 500

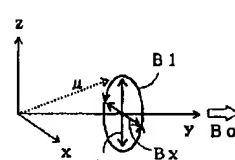


【図12】

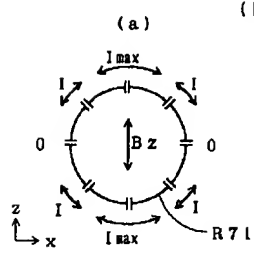
(図12) MRI用バードケージコイル 700



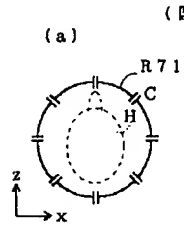
(図13)



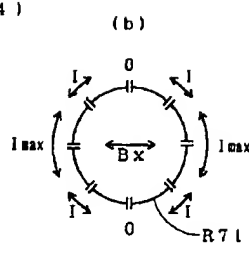
【図14】



【図18】

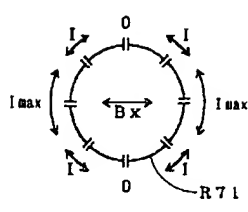


(図14)

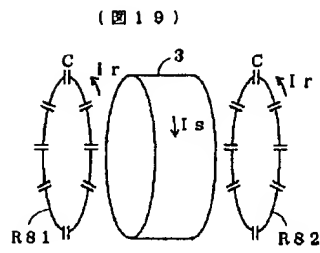


【図16】

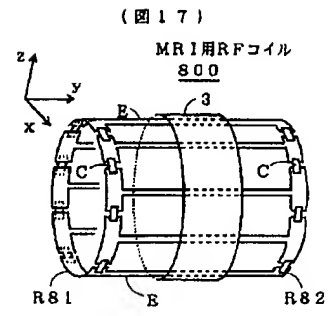
(図16)



【図19】



【図17】



(図18)

